

Requested Patent: JP62231657A

Title:

EXPANDABLE INTRALUMINAL GRAFT, AND METHOD AND APPARATUS FOR  
IMPLANTING AN EXPANDABLE INTRALUMINAL GRAFT ;

Abstracted Patent: US4733665 ;

Publication Date: 1988-03-29 ;

Inventor(s): PALMAZ JULIO C (US) ;

Applicant(s): EXPANDABLE GRAFTS PARTNERSHIP (US) ;

Application Number: US19850796009 19851107 ;

Priority Number(s): US19850796009 19851107 ;

IPC Classification: - ;

Equivalents:

AU591942, AU6488286, BR8605658, CA1281504, CA1338303, DE221570T,  
DE3677321D, EP0221570, A3, B1, B2, GR3001410T, JP1719657C,  
JP2731642B2, JP2999731B2, JP4006377B, JP4357949, JP9276302, ZA8608414

ABSTRACT:

An expandable intraluminal vascular graft is expanded within a blood vessel by an angioplasty balloon associated with a catheter to dilate and expand the lumen of a blood vessel. The graft may be a wire mesh tube.

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭62-231657

⑤ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和62年(1987)10月12日

A 61 F 2/06  
A 61 B 17/00

3 2 0

6779-4C  
6761-4C

審査請求 未請求 発明の数 6 (全11頁)

⑭ 発明の名称 伸張性のある管腔内移植片及びそれを移植する方法及び装置

⑮ 特 願 昭61-265419

⑯ 出 願 昭61(1986)11月7日

優先権主張 ⑰ 1985年11月7日 ⑱ 米国(US) ⑲ 796009

⑳ 発 明 者 ジュリオ・シー・バル アメリカ合衆国テキサス州78230サンアントニオ・ストー  
マズ ンヘンジ 12610㉑ 出 願 人 エクスパンダブル・グ アメリカ合衆国 テキサス州78230・サンアントニオ・ス  
ラフツ・パートナーシ ート1265・インターステイトハイウェイ 10ウエスト・  
ツブ 8000

㉒ 代 理 人 弁理士 小田島 平吉

## 明 細 書

## 1 発明の名称

伸張性のある管腔内移植片及びそれを移植する  
方法及び装置

## 2 特許請求の範囲

1. 複数の交差する細長い部材を形成するよう  
に開口が形成されている肉厚の管状部材をプロテ  
ーゼとして使用する工程と、該プロテアーゼをカテーテル上に配置する工程と、  
身体通路のカテーテル挿入によって身体通路内  
にプロテアーゼ及びカテーテルを挿入する工程と、該プロテアーゼに関連したカテーテルの部分を伸  
張させて該プロテアーゼの前記交差する細長い部材  
を半径方向外方に強制して該身体通路と接触させ  
ることにより、該身体通路内の所望の位置で該プ  
ロテアーゼを伸張させる工程とを含むことを特徴と  
する身体通路内にプロテアーゼを移植する方法。2. 該プロテアーゼに関連したカテーテルの部分  
をしぼませる工程と、該カテーテルを該身体通路  
から除去する工程を更に含む特許請求の範囲第1

## 項記載の方法。

3. プロテアーゼに関連した伸張性のある膨張可  
能な部分を有するカテーテルを使用する工程を含  
み、該プロテアーゼ及び該カテーテルの部分の伸張  
は該カテーテルの伸張性のある膨張可能な部分を  
膨らますことにより達成される特許請求の範囲第  
1項記載の方法。4. 該交差する細長い部材は複数の薄いバーで  
あり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を有  
する特許請求の範囲第1項記載の方法。5. 該プロテアーゼの管状部材を該身体通路内で  
第2の直径に伸張させ、該第2の伸張した直径は  
可変でありそして、該身体通路の内径により決定  
され、それにより、該伸張した管状部材は該身体  
通路内で所望の位置から移動せず且該プロテアー  
ゼの伸張は該身体通路の破壊を引き起こさないよう  
になっている特許請求の範囲第4項記載の方法。6. 該交差する細長い部材は、該細長い部材が  
互いに交差する点で相互に固定されている特許請  
求の範囲第1項記載の方法。

7. 身体通路の内腔を伸張させる方法であって、  
複数の交差する細長い部材を形成するように肉  
厚の管状部材内に複数の開口を設けることにより  
形成されている、カテーテル上に配置された管腔  
内移植片を、それが該身体通路内の所望の位置に  
隣接して配置されるまで、該身体通路内に挿入す  
る工程と、

該身体通路の所望の位置における該身体通路の  
内腔が伸張させられるまで、該カテーテルの部分  
を伸張させて該管腔内移植片の該交差する細長い  
部材を半径方向外方に伸張させて該身体通路と接  
触させる工程を含み、

それにより、該管腔内移植片は該身体通路がし  
ばんだり該伸張した内腔の寸法が減少するのを防  
止するようになっていることを特徴とする方法。

8. 該管腔内移植片と接触している該カテーテ  
ルの部分をしばませそして該カテーテルを該身体  
通路から除去することを更に含む特許請求の範囲  
第7項記載の方法。

9. 移植片に関連した伸張性のある膨張可能な

第2端部との間に配置されている壁表面とを有す  
る管状部材を具備し、該壁表面は複数の交差する  
細長い部材によって形成されており、該細長い部  
材の少なくとも幾つかは該管状部材の第1端部と  
第2端部との間で相互に交差していることと、

該交差している細長い部材は複数の薄いバーで  
あり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を有  
することと、

該管状部材は内腔を有する身体通路内への該管  
状部材の管腔内送り込みを可能とする第1の直径  
有していることと、

該管状部材は該管状部材の内側から半径方向外  
方に伸び広げる力をかけられるとき第2の伸張し  
た直径を有し、該第2の直径は可変であり且つ該  
管状部材に加えられた力の量に依存しており、そ  
れにより、該管状部材は該身体通路の内腔を伸張  
させるように伸張させることができるようになって  
いることを特徴とする伸張性のある管腔内脈管  
移植片。

14. 該複数の薄いバーは、該バーが相互に交

部分を有するカテーテルを使用する工程を含み、  
該管腔内移植片及び該カテーテルの部分の伸張は  
該カテーテルの伸張性のある膨張可能な部分を膨  
らますことにより達成される特許請求の範囲第7  
項記載の方法

10. 該交差する細長い部材は複数の薄いバー  
であり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を  
有する特許請求の範囲第7項記載の方法。

11. 該管状部材を該身体通路内で第2の直径  
に伸張させ、該第2の伸張した直径は可変であり  
そして、該身体通路の所望の伸張した内径により  
決定され、それにより、該伸張した管状部材は該  
身体通路内で所望の位置から移動せず且該管腔内  
移植片の伸張は該身体通路の破壊を引き起こさな  
いようになっている特許請求の範囲第10項記載  
の方法。

12. 該交差する細長い部材を該細長い部材が  
互いに交差する点で相互に固定する工程を含む特  
許請求の範囲第7項記載の方法。

13. 第1端部及び第2端部と該第1端部と該  
第2端部との間で相互に固定されている特許請  
求の範囲第13項記載の伸張性のある管腔内脈管  
移植片。

15. 第1端部及び第2端部と該第1端部と該  
第2端部との間に配置されている壁表面とを有す  
る管状部材を具備し、該壁表面は複数の交差する  
細長い部材によって形成されており、該細長い部  
材の少なくとも幾つかは該管状部材の第1端部と  
第2端部との間で相互に交差していることと、

該交差している細長い部材は複数の薄いバーで  
あり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を有  
することと、

該管状部材は内腔を有する身体通路内への該管  
状部材の管腔内送り込みを可能とする第1の直径  
有していることと、

該管状部材は該管状部材の内側から半径方向外  
方に伸び広げる力をかけられるとき第2の伸張し  
た直径を有し、該第2の直径は可変であり且つ該  
管状部材に加えられた力の量に依存しており、そ  
れにより、該管状部材は該身体通路の内腔を伸張

させるように伸張させることができるようになって、身体通路のための伸張性のあるプロテーゼ。

16. 該複数の薄いバーは、該バーが相互に交差しているところで相互に固定されている特許請求の範囲第15項記載の身体通路のための伸張性のあるプロテーゼ。

17. 第1端部及び第2端部と該第1端部と該第2端部との間に配置されている壁表面とを有する伸張性のある管状プロテーゼとカテーテルを具備し、

該壁表面は複数の交差する細長い部材によって形成されており、該交差している細長い部材は複数の薄いバーであり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を有しており、

該カテーテルはプロテーゼに関連した伸張性のある膨張可能な部分を有しそして該伸張性のある膨張可能な部分に前記伸張性のある管状プロテーゼを取り付け且つ保持するための手段を含み、

それにより該カテーテルの伸張性のある膨張可

片を取り付け且つ保持するための手段を含み、

それにより該カテーテルの伸張性のある膨張可能な部分が膨らまされると、該管腔内脈管移植片は半径方向外方に強調されて該身体通路と接触するようになっていることを特徴とする、身体通路の内腔を伸張させるための装置。

20. 該取り付け及び保持手段が該伸張性のある膨張可能な部分に隣接して且つ該伸張性のある管腔内脈管移植片の各端部に隣接して該カテーテル上に配置されている保持器リング部材を具備する特許請求の範囲第19項記載の装置。

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は身体通路(body passageway)又は管(duct)内で使用するための伸張性のある管腔内移植片(expandable intraluminal graft)に関するものであり、更に特定の疾患により狭くなった又は閉塞した血管を修復するための特に有用な伸張性のある管腔内脈管移植片(expandable vascular graft)移植片及び伸張性のある管腔内移植片を移植するための装置に関する。管腔内脈管内移

植可能な部分が膨らまされると、該プロテーゼは半径方向外方に強調されて該身体通路と接触するようになっていることを特徴とする、身体通路を管腔内で強化するための装置。

18. 該取り付け及び保持手段が該伸張性のある膨張可能な部分に隣接して且つ該伸張性のある管状プロテーゼの各端部に隣接して該カテーテル上に配置されている保持器リング部材を具備する特許請求の範囲第17項記載の装置。

19. 第1端部及び第2端部と該第1端部と該第2端部との間に配置されている壁表面とを有する伸張性のある管腔内脈管移植片とカテーテルを具備し、

該壁表面は複数の交差する細長い部材によって形成されており、該交差している細長い部材は複数の薄いバーであり、各バーは均一な薄い長方形の断面形状を有しており、

該カテーテルは該移植片に関連した伸張性のある膨張可能な部分を有しそして該伸張性のある膨張可能な部分に前記伸張性のある管腔内脈管移植

片(intraluminal endovascular grafting)は慣用の脈管手術に替わるものとして可能であることが実験により示された。管腔内脈管内移植には管状プロテーゼ移植片の血管への経皮挿入及びその脈管系内の所望の位置にカテーテルを介してそれを送り込むことが含まれる。慣用の脈管手術に対するこの方法の利点は欠陥のある血管を外科的に露出させ、切開し、除去し、取り替え、又はバイパスを付ける必要をなくすることを含む。

従来管腔内脈管移植片として使用されてきた構造物には、ステンレス鋼コイルバネ；伸張性のある熱塑性材料から製造されたらせん状に巻かれたコイルバネ；及びジグザグパターンにステンレス鋼ワイヤから形成された伸張性ステンレス鋼ステント(stents)が含まれていた。一般に、上記の構造物は共通した1つの欠点を有している。身体通路を通過するためには、これらの構造物はしばしば(collapsed)状態で所定の身体通路内の所望の位置に送られなければならない限り、各構造物の最終の伸張した形状にたいする有効な制御ができな

かった。例えば、特定のコイルバネ型移植片の伸張はコイルバネ構造物を製造するのに使用された特定の材料のバネ定数及び弾性率によりにより予め決定される。これらの同じファクターはステンレス鋼ワイヤからジグザグパターンに形成されたしぼんだステントの伸張量を予め決定する。加熱すると伸張する感熱性材料から形成された管腔内移植片又はプロテーゼの場合には、伸張量は管腔内移植片の製造に使用された特定の合金の熱膨張特性により同様に予め決定される。

故に、前記した型の管腔内移植片が身体通路内の、例えば動脈又は静脈内の所望の位置で伸張させられると、移植片の伸張した寸法は変えることができない。所望の身体通路の直径を間違えて計算すると、寸法が足りない移植片は身体通路の内側表面にしっかりと取り付けられるように身体通路の内側表面に接触するのに十分には伸張されないことがある。その場合にはそれは身体通路内の所望の位置から移動して離れることがある。同様に、寸法が大き過ぎる移植片は身体通路に対して

小さくしたり内腔を閉塞することがある。典型的には、身体通路内の拡張する(distending)管腔内圧力が破かれた層又はフラップを所定の位置に保持することができる。バルーン拡大過程により生じた脈管内膜フラップが伸張された脈管内膜に対して所定の位置に保持されていないならば、脈管内膜フラップは内腔内に折れそして内腔をふさぐことがあり又は離れたり身体通路に入ったりすることすらある。脈管内膜フラップが身体通路をふさぐ場合には、この問題を直すために直ちに手術が必要である。

バルーン拡大法は典型的には病院のカテーテル挿入室(catheterization lab)で行なわれるけれども、前記の問題のため、脈管内膜フラップが血管又は身体通路をふさぐ場合に備えて外科医を待機させることが常に必要である。更に、脈管内膜フラップが血管から引き裂けたり内腔をふさいだりする可能性があるため、バルーン拡大は成る程極めて重要な身体通路、例えば心臓に通じている左主冠状動脈に対して行うことはできない。バルー

ン移植片により及ぼされるバネ力又は伸張力が身体通路の破壊を引き起こす程に伸張することがある。

慣用の血管手術に替わる他の方法としては、カテーテルに取り付けられた血管形成術バルーンの弾性脈管狭窄症(elastic vascular stenoses)又は遮断障害(blockages)の経皮バルーン拡大(percutaneous balloon dilation)であった。この方法においては、血管の壁成分に剪断力をかけてそれを砕いて(disrupt)拡大された内腔を得るために、血管形成術バルーンは狭窄血管又は身体通路内で膨らまされる。アテローム性動脈硬化症に関しては、身体通路のより弾性の内側(medial)及び外膜(adventitial)層はブレイク(plaque)の周りに伸びるが、比較的圧縮不能なブレイクは変化しないままである。この方法は動脈又は身体通路の切り裂き(dissection)又は裂け(splitting)及び引き裂き(tearing)を生じ、動脈又は身体通路の脈管内膜(intima)又は内側表面はき裂(fissuring)を生じる。この切り裂きは下にある組織の“フラップ”(flap)を形成し、これは内腔を通る血流を減

少なすべし。バルーン拡大法により形成された脈管内膜フラップが急に左主冠状動脈の如き重要身体通路に落ち込みそしてそれをふさぐならば患者は手術を行う前に死亡することがある。

弾性脈管狭窄症のバルーン拡大に関連した追加の欠点は狭窄性病変(stenotic lesion)の弾性跳ね返り(elastic recoil)のために多くが失敗するということである。これは通常病変における高いフィブリン含有率により起こり、そして時には拡大されるべき区域の成る機械的特性に起因する。故に、身体通路は最初バルーン拡大法により都合良く伸張させられうるけれども、身体通路の以前に伸張させられた内腔の寸法を減少させる身体通路の跳ね返り(recoil)によりその後の早期の再発狭窄症(restenosis)が起こることがある。例えば、入り口(ostium)における腎臓動脈の狭窄症は、前記拡大力が腎臓動脈自体にかかるよりはむしろ大動脈壁にかかるため、バルーン拡大にたいして治療抵抗性であることが知られている。新生内膜線維症(neointimal fibrosis)により引

き起こされる脈管狭窄症、例えば、透析路フィス  
テル(dialysis-access fistulas)においてみられ  
る如きこれらは、高い拡大圧力及びより大きいパ  
ルーン直径を必要とするので拡大するのが困難で  
あることが証明された。同様な困難が移植動脈吻  
合狭窄症(graft-artery anastomotic strictures)  
及び動脈内膜切除後の再発狭窄症(postendartere  
ctomy recurrent stenoses)の血管形成術におい  
て観察された。高安動脈炎(Takayasu arteritis)  
及び神経線維腫性動脈狭窄症(neurofibromatosis  
arterial stenoses)の経皮血管形成術は不十分  
な初期応答及びこれらの症状の線維症の性質(fib  
rotic nature)によると考えられる再発を示すこ  
とがある。

従って、本発明の開発以前には、身体通路にお  
ける狭窄症の再発を防止し；患者の心臓の左主冠  
状動脈の如き極めて重要な身体通路に使用すること  
ができ；身体通路壁の跳ね返りを防止し；そして  
管腔内移植片が可変寸法に伸張させられて移植  
片が所望の位置から離れるように移動するのを防

なくとも幾つかは該管状部材の第1端部と第2端  
部との間で相互に交差しており、該管状部材  
は内腔を有する身体通路内への該管状部材の管腔  
内送り込みを可能とする第1の直径を有しており、  
そして該管状部材は該管状部材の内側から半径  
方向外方に伸び広げる力をかけられるとき第2の  
伸張した直径を有し、該第2の直径は可変であり  
且つ該管状部材に加えられた力の量に依存してお  
り、それにより、該管状部材は該身体通路の内腔  
を伸張させるように伸張させることができるよう  
になっている。

本発明の更なる特徴は複数の細長い部材が複数  
のワイヤであることができ、そして該ワイヤは該  
ワイヤが相互に交差するところで相互に固定され  
る(fixedly secured)ことができるということであ  
る。本発明の追加の特徴は複数の細長い部材が  
複数の薄いバーであることができ、該複数の細長  
いバーは該バーが相互に交差しているところで相  
互に固定されていることである。本発明の更なる  
特徴は管状部材がその壁表面に生物学的に不活性

止することを可能としそして伸張させられた移植  
片による身体通路の破壊を防止することを可能と  
する、伸張性のある管腔内脈管移植片及び身体通  
路内の内腔を伸張させるための方法及び装置はな  
かった。故に、当業界では、身体通路における狭  
窄症の再発を防止し；心臓の左主冠状動脈の如き  
極めて重要な身体通路に使用することができると  
考えられ；身体通路の跳ね返りを防止し；身体通  
路内で可変寸法に伸張させられて移植片が所望の  
位置から離れるように移動するのを防止しそして  
伸張させられた移植片による身体通路の破壊を防  
止することができる、伸張性のある管腔内脈管移  
植片及び身体通路の内腔を伸張させるための方法  
及び装置が探し求められてきた。

本発明に従えば、前記利点は本発明の伸張性  
のある管腔内脈管移植片により達成される。本発明  
は、第1端部及び第2端部と該第1端部と該第2  
端部との間に配置されている壁表面とを有する管  
状部材を含み、該壁表面は複数の交差する細長い  
部材によって形成されており、該細長い部材の少

なコーティングを有することができ、このコーテ  
ィングは管状部材を身体通路に固着させるための  
手段を含むことができることである。

本発明に従えば、前記利点は身体通路の内腔を  
伸張させるための本発明の方法によっても達成さ  
れる。本発明の方法は、カテーテル上に配置され  
た管腔内移植片を、それが該身体通路内の所望の  
位置に隣接して配置されるまで、該身体通路内に  
挿入することと、該身体通路の所望の位置におけ  
る該身体通路の内腔が伸張させられるまで、該カ  
テーテルの部分を伸張させて該管腔内移植片を半  
径方向外方に伸張させて該身体通路と接触させ、  
それにより、該管腔内移植片は該身体通路がしば  
んどり該伸張した内腔の寸法が減少するのを防止  
することを含む。

本発明の更なる特徴は管腔内移植片と接触して  
いる該カテーテルの部分をしばませそして該カテ  
ーテルを該身体通路から除去することができるこ  
とである。本発明の更なる特徴はそれと関連した  
伸張性のある膨張可能な部分を有するカテーテル

を使用することができ、そして該管腔内移植片及び該カテーテルの部分の伸張は該カテーテルの伸張性のある膨張可能な部分を膨らますことにより達成されることである。

本発明の更なる特徴は管腔内移植片として金網管(wire mesh tube)を使用することができ、この金網管は、該管が所望の位置で身体通路内に挿入されそして所望の位置に送り込まれることを可能とする第1の所定のしぼんだ直径を有することである。本発明の他の特徴は、金網管を該身体通路内で第2の直径に伸張させることができ、該第2の伸張した直径は可変でありそして、該身体通路の所望の伸張された内径により決定され、それにより、該伸張した金網管は該身体通路内で所望の位置から移動せず且該管腔内移植片の伸張は該身体通路の破壊を引き起こさないことである。

本発明に従えば、前記利点は身体通路を管腔内で強化するための本発明の装置によっても達成される。本発明は、第1端部及び第2端部と該第1端部と該第2端部との間に配置されている壁表

を防止する；心臓の左主冠状動脈における如き極めて重要な身体通路における移植片の移植を可能とすると考えられる；身体通路の跳ね返りを防止する；身体通路内の条件に依存して変動可能な寸法に移植片を伸張させることを可能とする；という利点を有している。

本発明を好ましい態様に關して説明するが、これは本発明をその態様に限定することを意図するものではないことを理解されたい。反対に、特許請求の範囲に記載された本発明の精神及び範囲内に包含されうようなすべての代替、修正及び均等物及び均等手段を包含することを意図する。

第1A図及び第2A図において、伸張性のある管腔内脈管移植片又は身体通路のための伸張性のあるプロテーゼ70が例示されている。用語“伸張性のある管腔内脈管移植片”及び伸張性のあるプロテーゼとは、本発明の方法、装置及び構造が血管又は身体通路の部分的に閉塞されたセグメントを伸張させるための伸張性のある管腔内脈管移植片に關連してのみならず、他の多くの型の身体

面とを有する伸張性のある管状プロテーゼとカテーテルを具備し、該壁表面は複数の交差する細長い部材によって形成されており；該カテーテルはプロテーゼに關連した伸張性のある膨張可能な部分を有しそして該伸張性のある膨張可能な部分に前記伸張性のある管状プロテーゼを取り付け且つ保持するための手段を含み、それにより該カテーテルの伸張性のある膨張可能な部分が膨らまされると、該プロテーゼは半径方向外方に強制されて該身体通路と接触するようになっている。本発明の更なる特徴は上記取り付け及び保持手段が該伸張性のある膨張可能な部分に隣接して且つ該伸張性のある管状プロテーゼの各端部に隣接して該カテーテル上に配置されている保持器リング部材を具備することができることである。

本発明の、伸張性のある管腔内脈管移植片、身体通路の内腔を伸張させる方法及び身体通路を管腔内で強化する装置を、これまでに提唱された先行技術の管腔内移植片、それらを移植する方法及びバルーン拡大法と比較したとき、狭窄症の再発

通路のための伸張性のあるプロテーゼとして多くの他の目的にも使用することが出来る限りにおいて、本発明を説明する際に成る程度交換可能に使用されることは理解されるべきである。例えば、伸張性のあるプロテーゼ70は(1)トランスルーミナル再腔通(transluminal recanalization)により開かれているがしかし内部支持体の不存下ではつぶれそうな閉塞された動脈内の支持移植片配置、(2)手術不能のガンにより閉塞された縦隔静脈(mediastinal vein)及び他の静脈を通るカテーテル通路に従う同様な使用；(3)門脈高圧症(portal hypertension)にかかっている患者の門脈と肝臓静脈間のカテーテルで作られた肝内の連通の強化；(4)食道、腸、尿管、尿道の狭窄化の支持移植片配置(supportive graft placement)；及び(5)再開された及び以前に閉塞された胆管の支持移植片強化；の如き目的にも使用することが出来る。従って、用語“プロテーゼ”の使用は種々のタイプの身体通路内の使用法を包含しそして用語“管腔内脈管移植片”の使用は身体通

路の内腔を伸張させるための使用を包含する。更に、この点について、用語“身体通路”は前記した如き人間の身体内の管及び人間の脈管系(vascular system)内の静脈、動脈又は血管を包含する。

更に第1A図を参照すると、伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ70は、第1端部72及び第2端部73と該第1端部72と該第2端部73の間に配置された壁表面74を有する管状部材71を具備する。好ましくは、壁表面74は複数の交差する細長い部材75,76により形成され、細長い部材75,76の少なくとも幾つかは交差点77で示された如き管状部材71の第1及び第2端部72,73の間で相互に交差している。管状部材71は、後に詳細に説明する如く、内腔81を有する身体通路80への管状部材71の管腔内送り込みを可能とする第1直径 $d$ を有する。第1B図を参照すると、後に更に詳細に説明する如く、半径方向外方に伸び広げる力が管状部材71の内側から加えられると管状部材71は第2の伸張した直径 $d'$ を有し、該第2直径 $d'$ は

面を有する小さな直径のステンレス鋼ワイヤである。各細長い部材75,76は三角形、四角形、長方形、六角形等の如き他の断面形状を有することもできることはもちろん理解されるべきである。更に、複数の細長い部材75,76は、該細長い部材75,76が例えば交差点77における如き、相互に交差するところで相互に固定して取り付けられる(fixedly secured)ことが好ましい。細長い部材75,76は慣用の方法で、例えば、溶接、はんだ付け又は接着(gluing)、例えば適当なエポキシ接着材(epoxy glue)による接着によって相互に固定的に取り付けることができる。しかしながら、交差点77は銀ではんだ付けされていることが好ましい。細長い部材75,76を相互に固定的に取り付けることによって、管状部材71は半径方向押しつぶしに対する比較的高い抵抗を与えられ、そして管状部材71は第1B図に示された如きその拡大された直径 $d'$ を保持する能力を有する。好ましくは、管状部材71は、一般に金網管(wire mesh tube)として示すことができるもの

寸法が可変でありそして管状部材71に加えられた力の量に依存する。

第1A図及び第1B図を参照すると、管状部材71の壁表面74を形成する細長い部材75,76は人間の身体及び脈管移植片又はプロテーゼ70が接触しうる体液(示されていない)と適合性であるいかなる適当な材料であってもよい。細長い部材75,76は又、管状部材71が第1A図に示された形状から第1B図に示された形状に伸張させられることを許容するとともに更に管状部材71を第1B図に示された拡大された直径 $d'$ を有するその伸張された形状を保持することを許容するのに必要な強度及び弾性特性を有する材料から作られなければならない。管状部材71を製造するのに適当な材料には銀、タンタル、ステンレス鋼、金、チタン又は前記した必要な特性を有する適当なプラスチック材料が包含される。好ましくは、細長い部材75,76はステンレス鋼から作られる。好ましくは、第1A図及び第1B図に示された細長い部材75,76はシリング状断

を形成するように、十字形管状パターンで織られた連続的なステンレス鋼ワイヤが作られる。

管状部材又は金網管71を製造する場合に、それは第1A図に示された直径 $d$ を有する形状に最初作ることができる。あるいは、それは最初の直径 $d$ より大きい直径に作り、作った後第1A図に示された直径 $d$ を有するように注意深くしばませることができる。管状部材又は金網管71をしぼませる期間中隣接した細長い部材75,76の重なりが回避されるように注意しなければならない。管状部材又は金網管71が第1B図に示された形状に伸張されると第1及び第2端部72及び73間の距離はもちろん減少することは理解されるべきである。

第2A図及び第2B図を参照すると、伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ70の他の態様が示される。同じ参照番号が使用されそして第1A図及び第1B図に前記した要素に適用可能である。第2A図及び第2B図の管腔内脈管移植片又はプロテーゼ70は、複数の細長い部材75,



76が複数の薄いバー78,79であり、これらのバーはバー78,79が相互に交差するところ  
で好ましくは相互に固定に取り付けられている  
という点で、第1A図及び第2A図に関連して前  
記したそれとは異なる。バー78,79は好まし  
くは薄い長方形断面形状を有しており、そして例  
えば、溶接、ろう付け、はんだ付けの如き慣用の  
方法によって相互に接合されていてもよく、又は  
相互に一体的に形成されていてもよい。好まし  
くは、管状部材71は最初肉薄の(thin-walled)ス  
テンレス鋼管であり、そして交差するバー78と  
79間の開口82は慣用のエッチングプロセス、  
例えば電気機械的又はレーザーエッチングにより  
形成され、その際得られる構造は複数の交差する  
細長い部材78,79を有する管状部材71であ  
る。第2A図の移植片又はプロテーゼ70の懸縁  
は半径方向外方に伸び広げる力が管状部材71の  
内側から加えられると、第2B図に示されそして  
第1B図に関連して前記した如き伸張された形状  
と同様にとることができる。更に第2A図及び第

に隣接してカテーテル83上に配置された保持器  
リング部材86を具備し、そして保持器リング部  
材86は伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロ  
テーゼ70の各端部72,73に隣接して配置さ  
れている。保持器リング部材はカテーテル83と  
一体的に形成されるが、後に詳細に説明する如く、  
移植片又はプロテーゼ70が身体通路80の内腔  
81に挿入されるときそれを保護及び保持すため  
に、カテーテル83の先端チップ87に隣接した  
保持器リング部材86はカテーテルチップ87  
から遠ざかる方向に登りこみ配を持っていること  
が好ましい。残りの保持器リング部材86は身体  
通路80からのカテーテル83の容易な除去を確  
実にするためにカテーテル83のチップ87から  
遠ざかる方向に下りこみ配を持っている。伸張性  
のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ70が前  
記した如くカテーテル83上に配置された後、移  
植片又はプロテーゼ70及びカテーテル83は慣  
用の方法で身体通路80のカテーテル挿入(cathe  
terization)により身体通路80内に挿入される。

2B図の脈管移植片又はプロテーゼ70の懸縁は  
一般に金網管として示すこともできることは理解  
されるべきである。

本発明の方法及び装置を更に詳細に説明する。  
再び、本発明の方法及び装置は人間の脈管系の動  
脈、静脈又は血管の如き身体通路の内腔を伸張さ  
せるためのみならず、前記した方法を行って前記  
した如き他の身体通路又は管を管腔内で強化する  
(intraluminally reinforce)のにも有用であるこ  
とが理解されるべきである。第1A図又は第2A  
図に関して前記した型のものであつてもよい伸張  
性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ70は  
カテーテル83上に配置され又は取り付けられる。  
カテーテル83はそれに関連した伸張性のある膨  
張可能な部分84を有している。カテーテル83  
は伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ  
をカテーテル83の伸張性のある膨張可能な部分  
84に取り付け及び保持するための手段85を含  
む。好ましくは、取り付け及び保持手段85はカ  
テーテル83の伸張性のある膨張可能な部分84

慣用の方法においては、カテーテル83及び移  
植片又はプロテーゼ70は身体通路80内の所望  
の位置に送り込まれ、そこで管腔内移植片70を  
経路して身体通路80の内腔81を伸張させるこ  
とが望まれ又はそこでプロテーゼ70を移植す  
ることが望まれる。カテーテル83及び移植片又は  
プロテーゼ70が身体通路内の所望の位置に送り  
込まれることを確実にするために、X線透視検査  
(fluoroscopy)及び／又は他の慣用の方法を使用  
することが出来る。次いでプロテーゼ又は移植片  
70はカテーテル83の伸張性のある膨張可能な  
部分84を伸張させることにより伸張せしめられ、  
それによりプロテーゼ又は移植片70は身体通路  
80と接触するように半径方向外方に強制される。  
この点について、カテーテル83の伸張性のある  
膨張可能な部分は慣用の血管形成術バルーン88  
であることが出来る。プロテーゼ又は移植片70  
の所望の伸張が終了した後、血管形成術バルーン  
88はしばまれ、又は収縮させられ、そしてカ  
テーテル83は慣用の方法で身体通路80から除

去することができる。所望により、それに移植片又はプロテーゼ70が配置されているカテーテル83は最初慣用のテフロンさや89に包まれていてもよく、さや89はプロテーゼ又は移植片70の伸張の前にプロテーゼ又は移植片70から引っ張り離される。

プロテーゼ又は移植片70の管状部材71は、金網管又は管状部材71が前記した如く身体通路80内に挿入されるのを可能とするために、最初は、第1A図及び第2A図に関連して記載された如き第1の所定のしばまれた直径dを有することに留意するべきである。前記した目的でプロテーゼ70を身体通路80内に移植することを望む場合には、金網管又はプロテーゼ70は第2直径d'に伸張させられ、そして第2直径d'は可変でありそして身体通路80の内径により決定される。従って、伸張させられたプロテーゼ70は血管形成術バルーン88が収縮させられると身体通路80内の所望の位置から移動することが出来ず、プロテーゼ70の伸張は多分身体通路80の破断

体通路80へと内方に折り込まれ得ないこと及びゆるく引き裂けたり身体通路80を過って流れたりしないことを確実にする。左主動脈の部分の内腔を伸張させるために前記した方法で移植片70を使用する状況においては、内膜フラップは心臓にはいることができずそして患者の死を引き起こすことはできないと考えられる。

移植片70を伸張させるために血管形成術バルーン88を1回しか膨らます必要はないので、トランスルミナル血管形成術(transluminal angioplasty)期間中内皮の剥皮はく落(endothelial denudation)の程度がバルーン膨らまし時間に比例している限りは、より多くの量の内皮、又は内膜の内側層又は身体通路の内側表面が保存されると考えられる。更に、理論上は、移植片70の伸張させられた形状においては可能性として内皮の80%が移植片70の開口82をとおして露出されるので、保存される内皮(preserved endothelium)の量は大きいであろう。更に、移植片70の細長い部材75,76,78,79間の内皮の損なわれ

(rupture)を引き起こさないであろう。

狭窄症の区域を有する身体通路80の内腔81を伸張するのに伸張性のある管腔内移植片70を使用することが所望される場合には、血管形成術バルーン88による管腔内脈管移植片の伸張は狭窄症区域の制御された拡大を可能とし、同時に、脈管移植片70の制御された伸張を可能とし、それにより脈管移植片70は身体通路80がしばんだり、先に伸張させられた内腔81の寸法が減少したりするのを防止する。この場合も、管腔内脈管移植片70の第2の伸張させられた直径d'は可変であり、そして身体通路80の所望の伸張させられた内径により決定される。かくして、伸張性のある管腔内移植片70は血管形成術バルーン88が収縮しても身体通路80内の所望の位置から離れるように移動せず、管腔内移植片70の伸張は身体通路80の破断を引き起こさないようである。内膜フラップ又は裂溝(fissure)が身体通路80内で移植片70の位置に形成されているならば、移植片70はこのような内膜フラップが身

ていないパッチが実験的研究により示された如く迅速な多中心内皮化パターン(multicentric endothelialization pattern)をもたらしうると考えられる。

本発明は例示されそして説明された構造、操作の詳細そのもの、材料そのもの又は態様に限定されるものではなく、修正及び均等物又は均等手段が当業者には明らかであることは理解されるべきである。例えば、プロテーゼ又は移植片を伸張させるための手段はカテーテル上に配置された複数の流体圧作動式硬質部材であることができ、又は複数の血管形成術バルーンはプロテーゼ又は移植片を伸張させるのに使用されうる。従って、本発明は特許請求の範囲のみによつて限定されるべきである。

#### 4 図面の簡単な説明

第1A図は身体通路内への移植片又はプロテーゼの送り込みを可能とする第1の直径を有する身体通路のための伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼの斜視図である。

第1B図は身体通路内に配置されたときその伸張された形状にある第1A図の移植片又はプロテーゼの斜視図である。

第2A図は身体通路内への移植片又はプロテーゼの管腔内送り込みを可能とする第1の直径を有する、身体通路のための伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼの他の態様の斜視図である。

第2B図は身体通路内に配置されたときその伸張された形状において示された第2A図の移植片又はプロテーゼの斜視図である。

第3図は第1A図及び第2A図に示された形状にあるプロテーゼ又は管腔内脈管移植片を示している、身体通路を管腔内で強化するための装置又は身体通路の内腔を伸張させるための装置の断面図である。

第4図は移植片又はプロテーゼが第1B図及び第2B図に示された形状にある状態で、身体通路を管腔内で強化するための装置又は身体通路の内腔を伸張させるための装置の断面図である。

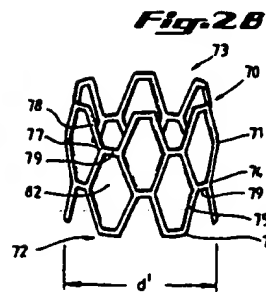
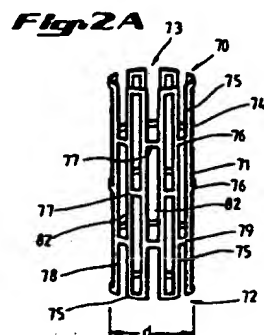
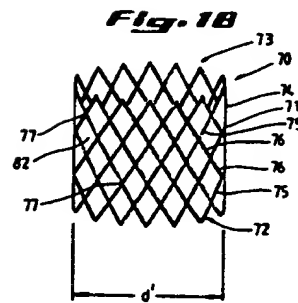
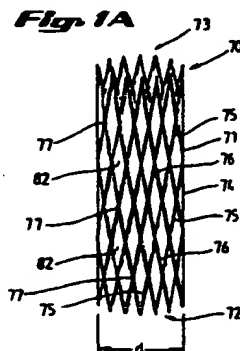
第5図及び第6図は移植片又はプロテーゼがそ

の上にコーティングを有している、身体通路のためのプロテーゼの斜視図である。

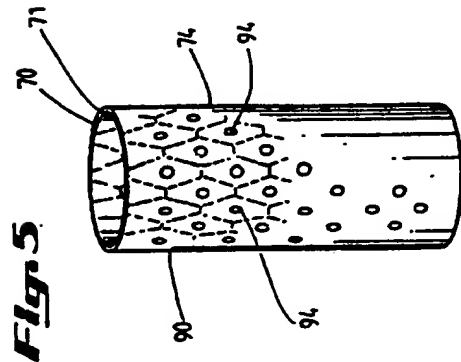
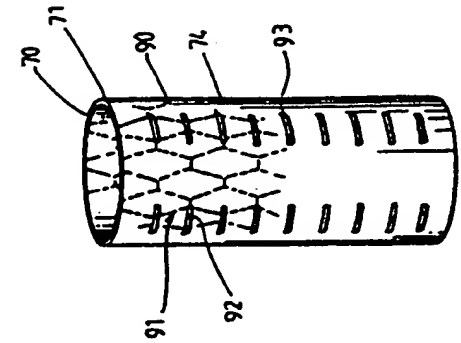
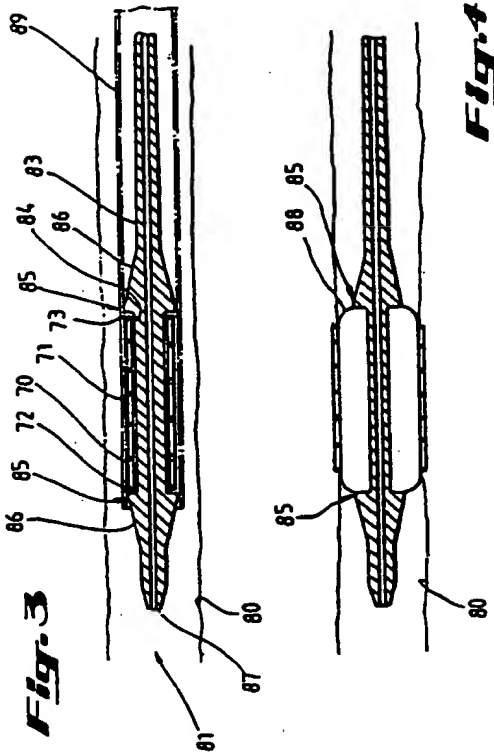
図において、70…伸張性のある管腔内脈管移植片又はプロテーゼ、71…管状部材、72…第1端部、73…第2端部、74…壁表面、75、76…交差している細長い部材、77…交差点、78、79…バー、80…身体通路、81…内腔、82…開口、83…カテーテル、84…伸張性のある膨張可能な部分、85…取り付け及び保持手段、86…保持器リング部材、87…先端チップ、88…慣用の血管形成術バルーン、89…慣用のテフロンきや、である。

特許出願人 ジュリオ・シー・バルマズ

代理人 弁理士 小田島 平吉



図面の浄書(内容に変更なし)



手続補正書 (方式)

昭和62年1月24日

特許庁長官 黒田 明雄 殿

1. 事件の表示

昭和61年特許願第265419号

2. 発明の名称

伸張性のある管腔内移植片及びそれを移植する方法及び装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

氏名 ジュリオ・シー・バルマズ

4. 代理人 〒107

住所 東京都港区赤坂1丁目9番15号

日本自転車会館

氏名(6078) 弁理士 小田島 平吉

電話 585-2256



5. 補正命令の日付 なし

6. 補正の対象

図説説明書及びその図文並びに図面(第3図~第6図)

7. 補正の内容

別紙のとおり

~~図面~~ 図面の浄書(内容に変更なし)